Aus dem Zahnärztlichen Institut der Universität Basel
Abteilung für Kronen- und Brückenprothetik
(Vorsteher: Prof. Dr. A. Egli)

Oberflächenrauhigkeit zahnärztlicher Materialien in graphischer Darstellung

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der Zahnheilkunde der Medizinischen Fakultät der Universität Basel

vorgelegt von

Michael Puhar

Aus Deutschland

Basel 1966

Von der Medizinischen Fakultät der Universität Basel genehmigt auf Antrag von Professor Dr. A.R. Egli
Tag der Promotion: 29. Juni 1966

UNIV. LEIDEN BIBL.

Meinem Lehrer, Herrn Prof. Dr. A. R. Egli, möchte ich für die Überlassung dieses Themas, die vielen Ratschläge, Anregungen und für die Korrektur herzlich danken.
Besonderen Dank und Anerkennung Herrn A. Stoeckle, Astoba Basel, welcher mir freundlicherweise den Perthometer zur Verfügung gestellt hat und mir bei den Messungen hilfreich zur Seite gestanden ist. Den Laboratorien: Zahnärztliches Institut Basel, W. Koller Liestal und F. Sumpf Basel, meinen besten Dank für die kostenlose Mitarbeit. Die technische Beratung verdanke ich Herrn dipl. Ing. A. Künzli, Neuhausen.

Aus dem Zahnärztlichen Institut der Universität Basel
Abteilung für Kronen- und Brückenprothetik (Vorsteher: Prof. Dr. A. Egli)

Oberflächenrauhigkeit zahnärztlicher Materialien in graphischer Darstellung

Von M. Puhar

1. *Einleitung*

Es ist höchst erstaunlich, dass die Indikation für die Einfügung eines partiellen Ersatzes in ein Lückengebiss keineswegs einheitlich festgelegt ist. Tatsächlich berühren sich hier ganz extreme Anschauungen. Während die einen glauben, grundsätzlich den Ersatz jedes einzelnen fehlenden Zahnes fordern zu müssen, wollen andere die Indikation wesentlich eingeschränkt wissen, indem sie behaupten, in nicht seltenen Fällen verursache der Zahnersatz mehr Schaden als Nutzen [19].

Der partielle Ersatz in ein Lückengebiss wird nach *Vest* wie folgt eingeteilt: in gingival, parodontal oder gemischt gestützte Prothesen. Während die gingival oder gemischt gestützten jederzeit abnehmbar (also bedingungslos) konstruiert sein müssen, können parodontal gestützte Prothesen sowohl abnehmbar als auch festsitzend hergestellt werden. Als festsitzend bezeichnen wir eine Prothese dann, wenn sie ohne Zerstörung ihrer Anker nicht mehr entfernbar ist. Solche auf die Pfeiler fest aufzementierte, einfach verankerte Prothesen werden in der Zahnheilkunde allgemein als Brücken bezeichnet.

Die kennzeichnenden Merkmale einer Brücke sind, nebst den oben erwähnten, die Verankerung auf natürlichen Zahnkronen oder Wurzeln und die physiologische Übertragung des Kaudrucks auf diese. Was die Ausdehnung der Brückenglieder anbetrifft, so wird dabei, im Gegensatz zur schleimhautgestützten Prothese, höchstens der von der Natur für die anatomische bzw. klinische Krone vorgesehene Raum beansprucht. Als Brückenpfeiler bezeichnen wir die Zähne oder Wurzeln, die den auf der Brücke lastenden Kaudruck über das Parodontium auf den Kieferknochen weiterleiten (parodontale Abstützung). Unter Brückenkörper (Zwischenglied) verstehen wir die künstlichen Zahnreihenglieder, die zum Ersatz der verlorengegangenen natürlichen Zähne dienen, während wir Brückenanker den Teil nennen, der den Brückenpfeiler mit dem Brückenkörper verbindet [19].

Die zahnärztliche Werkstoffkunde hat in den letzten Jahrzehnten eine

ausgesprochen fortschrittliche Entwicklung genommen, die unverkennbar in exakteren experimentellen Untersuchungen sowie in ihren theoretischen und praktischen Auswertungen zum Ausdruck kommt. Während früher vielfach nur rohe, oft den Mitteln entsprechende recht primitive Prüfungsmethoden Anwendung fanden, trat an ihre Stelle immer mehr der systematische, auf wissenschaftlicher Methodik begründete Versuch in den Vordergrund. Diese Entwicklung hatte eine wesentliche Verbesserung der im Handel befindlichen Werkstoffe zur Folge; sie verlangt aber auch gleichzeitig von dem Verbraucher eingehendere Kenntnisse über die Natur und die speziellen Eigentümlichkeiten dieser Stoffe [28].

Werkstoffe, die in der Zahnheilkunde verwendet werden, müssen besondere Eigenschaften aufweisen, da diese mit dem lebenden Gewebe in Kontakt kommen. Besondere Aufmerksamkeit verdienen jene Materialien, die in direktem und dauerndem Kontakt mit dem Gewebe (Gingiva) bzw. Schleimhaut stehen, wie dies bei festsitzendem Zahnersatz der Fall ist.

Das Verhalten eines Materials ergibt sich in erster Linie aus der Laboratoriumsuntersuchung, die jedoch kein vollständiges Bild vom intraoralen Verhalten geben kann. Die intraorale Reaktion, welche sich aus der Wechselbeziehung des Werkstoffes zum Gewebe einerseits und des Gewebes zum Material anderseits ergeben, weisen auf bestimmte Faktoren hin, die im einzelnen durch Laboratoriumsuntersuchungen weiter geprüft werden. Hieraus zeigen sich wichtige Hinweise, um das Material und die Verarbeitungsart zu verbessern. Die Laboratoriumsuntersuchungen zeigen zudem in bedeutend kürzerer Zeit ein Resultat, als dies bei intraoraler Prüfung möglich ist.

In der Folge aber müssen die Laboratoriumsuntersuchungen durch intraorale Nachprüfung des Werkstoffes ergänzt werden, denn nur unter physiologischen Bedingungen und bei der normalen Funktion findet sich das vielfältige Zusammenspiel aller auf einen zahnärztlichen Werkstoff einwirkenden Kräfte, seien diese nun mechanischer, chemischer, thermischer oder elektrogalvanischer Natur – ebenso wie nur bei der Funktion in der Mundhöhle die eigentliche Beanspruchung und die vielen wechselseitigen Beziehungen zwischen dem verwendeten Werkstoff und dem lebenden Gewebe sich auswirken können. Gerade diese Vielheit von Einflüssen, deren Rückwirkungen und wechselweise Beeinflussung jedoch bieten bei der intraoralen Werkstoffprüfung nicht unerhebliche Schwierigkeiten. Oft ist es kaum möglich, die Versuchsbedingungen für mehrere Untersuchungen gleichbleibend zu gestalten, was für die Auswertung der Resultate

von Vergleichsversuchen aber unbedingt erforderlich wäre. Leider lassen sich bei ein und demselben Individuum oft nur eine oder höchstens zwei Untersuchungen durchführen, wenigstens für gewisse Prüfungen. Für Vergleichsprüfungen und Kontrollversuche müssen dann oft andere Patienten herangezogen werden. Denkt man an die grossen Unterschiede in der individuellen Empfindlichkeit, ganz abgesehen von der Möglichkeit, dass bei dem einen oder anderen Patienten durch Kontakt mit dem Werkstoff Allergisierung eintreten kann *(Spreng)*, so ist es einleuchtend, wie vorsichtig wir in der Beurteilung und der Vergleichung der Resultate von intraoralen Werkstoffprüfungen sein müssen – vor allem dann, wenn die Einwirkungen eines Werkstoffes auf lebendes Substrat untersucht werden sollen. Daher kommt es, dass die intravitale Prüfung einer ergänzenden Untersuchung des Werkstoffes im Laboratorium mit physikalischen oder chemischen Mitteln bedarf. Dies ist vor allem dann nötig, wenn durch intravitale Werkstoffprüfung Resultate gezeigt wurden, die auf bestimmte Eigenschaften des Werkstoffes hinzudeuten scheinen, die ihrerseits durch chemische oder physikalische Laboratoriumsuntersuchungen näher erforscht werden müssen [5 und 6].

Was von einem Werkstoff, der dauernd im Munde untergebracht, mit der Schleimhaut in Kontakt steht, verlangt werden muss, ist eine vollkommene Inaktivität dem Gewebe gegenüber. Dies ist jedoch nur dann zu erwarten, wenn der Werkstoff in dem ihn umgebenden Substrat (Speichel plus normalerweise mit der Nahrung aufgenommene Flüssigkeiten) praktisch unlöslich ist. – Diese Forderung ist vor allem bei folgenden gebräuchlichen Werkstoffen erfüllt: Porzellan, Chrom-Kobalt-Legierungen, Edelmetallegierungen, bei den letztgenannten Legierungen nur insofern, als sie in ihrer kristallinen Struktur homogen sind und über der sog. Tammanschen Resistenzgrenze liegen [22].

Was jedoch die meistverwendeten Kunststoffe (Polyakrylate) anbelangt, so entsprechen diese den vorgenannten Anforderungen nicht vollkommen. Langsam, stetig fortschreitende Polymerisation, Quellungserscheinungen nicht auspolymerisierter Stellen und die Angreifbarkeit durch organische Lösungsmittel (Alkohol) führen zu Strukturveränderungen [21]. *Egli* hat gezeigt, dass gerade zwei in dieser Hinsicht verschiedene Werkstoffe, nämlich Porzellan und Kunststoff, sich bei vollständiger Implantation im Gewebe gleichermassen reizlos verhalten und entzündungsfrei von einer derben Bindegewebsschicht eingekapselt werden. Dies ist jedoch nur der Fall, wenn diese Stoffe im Gewebe eingebettet, von allen Einflüssen der Aussenwelt abgeschlossen sind.

Werden die gleichen Werkstoffe beim intraoralen Versuch über längere Zeit in der Mundhöhle untergebracht, wo sie mannigfachen verschiedenen Einflüssen ausgesetzt sind, so ist ihre Einwirkung auf das Gewebe jedoch eine vollkommen verschiedene. Die Untersuchungen weisen deutlich darauf hin, dass neben der Art und Weise der Anlagerung (breitflächig, linear oder punktförmig) zumindest ebenso die Beschaffenheit der Oberfläche bzw. ihre Glattheit oder Rauhigkeit eine bedeutende Rolle spielt, indem sie das Anhaften eines Mikroorganismenbelages je nachdem erschwert (glatte Oberfläche) oder begünstigt (rauhe Oberfläche). Sie üben dementsprechend indirekt über eine bakteriell-toxische Noxe eine Reizwirkung auf das Gewebe aus [5 und 6].

Entsprechend diesen Erkenntnissen wurde der Faktor «Werkstoffoberfläche» oft besprochen. Es zeigen sich jedoch in der Literatur die verschiedensten Meinungen bezüglich der Oberflächenbeschaffenheit. Dies mag daher rühren, dass die Oberflächen entweder nicht genau untersucht wurden oder aber, dass das zumeist verwendete Mikroskop nicht ein einwandfreies, der Realität entsprechendes Bild vermittelt. Einzig in einer Untersuchung werden mit Hilfe des Interferenzmikroskopes ausreichende Bestimmungen der Oberflächenbeschaffenheit durchgeführt. Trotzdem seien aber der Vollständigkeit halber die wichtigsten Hinweise aus der Literatur hier eingefügt.

Erst seitdem man in den letzten Jahren die eigentlich längst bekannte Vakuumkeramik auch der Zahnfabrikation zugute kommen liess, sind einige Autoren der Ansicht, dass der Porzellanbrand als unabdingbarer Teil der kunstgerechten Bearbeitung von Porzellanauflagen für festsitzende Brücken entbehrlich wurde. Die beschliffenen Stellen der im entlüfteten Raum gebrannten Zähne sollen sich wegen der absoluten Porenfreiheit ihres verdichteten Gefüges mit praxisüblichen, einfachen Poliermitteln auf Hochglanz bringen lassen, der in hygienischer Beziehung der keramisch gewonnenen Glasur in nichts nachstehe [15]. Auch andere schliessen sich dieser Meinung an und sagen, dass vakuumgebranntes Porzellan (Pontic) keine Glasur benötige, sondern einfache Politur genüge [16].

Eine andere Auffassung ist diese, welche als Voraussetzung für ein möglichst gewebsfreundliches Verhalten des Brückenkörpers auch unter erschwerten Bedingungen einen indifferenten Werkstoff empfiehlt, der die Anlagerung von Detritus und damit eine zusätzliche chemisch-toxische Irritation des Gewebes verhindert. Dabei muss dem Porzellan sicher gegenüber anderen Materialien der Vorzug gegeben werden. Jedoch gewährleistet nur auf Hochglanz gebranntes Porzellan die gewünschte Poren-

freiheit (*Rank*, *Reichenbach*, *Fehr* u.a.), die durch Polieren nicht zu erzielen sei. Selbst bei im Vakuum gebrannten Zähnen reiche eine noch so sorgfältig und unter grossem Zeitaufwand durchgeführte Politur nicht aus (*Jung* [10]). Auf den Zustand der Brückenoberfläche in bezug zur Schleimhaut, welcher nicht nur vom Material, sondern auch von der Feinheit seiner Bearbeitung abhängt und somit einen wichtigen Faktor darstellt, wird ebenfalls hingewiesen. In der Qualitätsreihenfolge vom besten zum schlechteren Material sind demnach Porzellan, Gold, Kombination von Gold und Porzellan und Kunststoff genannt [13].

Die Kunststoffmaterialien sind, biologisch gesehen, von geringerer Qualität als Gold und Porzellan, da jene oftmals schon nach wenigen Jahren zu Zahnsteinbildung führen und dadurch Entzündungen im umgebenden Gewebe hervorgerufen werden [7].

Bei Versuchsbrücken zeigte es sich, dass der Kunststoffteil (Polyakrylat-Palapont) des Brückenkörpers teilweise mit einem dichten grauweissen Belag überzogen war. Für Porzellan, welches glasiert oder auf Hochglanz gebrannt wurde, scheint jedoch das Fehlen eines solchen Belages charakteristisch zu sein. Aus Untersuchungen wie auch nach Beobachtungen von *Guth* hat sich gezeigt, wie leicht durch Retention von kleinen Speiseresten und abgestossenen Epithelien wegen ihrer Zersetzung lokale Schädigungen der Mundschleimhaut auftreten können. Es scheint deshalb, dass die Schuld für die aufgetretenen Reizzustände der Schleimhaut in der Hauptsache diesem dem Palapont anhaftenden Schmutzbelag zugemessen werden darf. Weshalb der Belag auf glasiertem Porzellan nicht haftenbleibt, während er dem ebenfalls auf Hochglanz polierten Palapont anhaftet, ist nicht ohne weiteres erklärbar. Es ist allerdings zu erinnern, dass sorgfältig auf Hochglanz polierte Goldteile ebenfalls mit dem bekannten grauweissen Belag überzogen sind. Man wäre demnach geneigt, anzunehmen, dass eben nur durch Brennen oder Glasieren des Porzellans eine derart glatte Oberfläche zu erhalten ist, dass Beläge nicht mehr daran haften können. In Betracht zu ziehen ist auch die ausserordentliche Unterschiedlichkeit in der Porosität des Materials. Nach *Dubs* hat sich gezeigt, dass Palapont, welches während der Polymerisation nicht unter genügendem Pressdruck gehalten war, vollständig porös ist. Zudem ist noch fraglich, ob nicht die zu Anfang hinlänglich glatte Oberfläche, welche richtig polymerisiertes Palapont aufweist, durch Quellungserscheinungen derart verändert wird, dass sie das Anhaften von abgestossenen Epithelien und feinsten Speisepartikelchen ermöglicht [5].

Die angeführten Überlegungen werden den folgenden Untersuchungen über

die Oberflächenrauhigkeit (graphische Darstellung) *zugrunde gelegt*. Während im allgemeinen deutschen Sprachgebrauch das Wort Rauhigkeit für den Zustand einer Oberfläche gebraucht wird, soll im folgenden das in der Technik gebräuchliche Wort Rauheit angewandt werden.
Da uns heute neuere, genauere Messmethoden für die graphische Darstellung der Oberflächenrauheit zur Verfügung stehen, wollen wir mit dieser Arbeit unsere heutige Vorstellung von der Oberflächenbeschaffenheit neu überprüfen. Wir untersuchten die Materialien, die bei festsitzenden Brückenprothesen in dauerndem und direktem Kontakt mit der Schleimhaut stehen. Zu unseren Oberflächenprüfungen wählten wir ein mechanisch-elektronisches Messgerät, den *Perthometer* von Dr. Perthen, Hannover.

2. *Eigene Untersuchung*

2.1 *Material*

Zur Untersuchung wurden folgende Materialien bzw. Fabrikate herangezogen:

Porzellan: a) vakuumgebrannt (Vita-Zahnfabrik, Säckingen)
b) nicht vakuumgebrannt (Candulor)
c) Aufbrennkeramik (Vita VMK)
d) Jacketkronen-Porzellan (Vita)

Gold: Goldlegierung Inlor (Usine Genevoise de Dégrossissage d'Or)
Point de fusion 930–1000 °C. Soud. 20c tendre 820 °C
Guss ist normal hergestellt (Schleuderguss) durch Legierungsanstalt Usine

Kunststoff: (Ivoclar, Lichtenstein)

2.2 *Bearbeitung der Materialoberflächen*

2.2.1 *Porzellan*

Nr. 1 Porzellan vakuumgebrannt, poliert
Arbeitsgang: a) beschliffen mit Heatlesstein
b) feines Glaspapier
c) poliert mit Filz (Vita-Polierpasta für Porzellan)

Nr. 2 Porzellan vakuumgebrannt, glasiert
Arbeitsgang: a) beschliffen mit Heatlesstein
b) feines Glaspapier
c) glasiert mit Vitaglasur
Zeit: 2 min, Temperatur: 1150 °C

Nr. 3 Porzellan nicht vakuumgebrannt, glasiert
Arbeitsgang wie bei Nr. 2

Nr. 4 Porzellan nicht vakuumgebrannt, poliert
Arbeitsgang wie bei Nr. 1

Nr. 5 Porzellan VMK (Vita-Aufbrennkeramik) glasiert
Arbeitsgang wie bei Nr. 2

Nr. 6 Porzellan VMK (Vita-Aufbrennkeramik) poliert
Arbeitsgang wie bei Nr. 1

Nr. 7 Porzellan-Jacketkronen-Material (Vita) poliert
Arbeitsgang wie bei Nr. 1

Nr. 8 Porzellan-Jacketkronen-Material (Vita) glasiert
Arbeitsgang wie bei Nr. 2

2.2.2 *Gold*

Nr. 9 Inlor (Usine, Genève) normal poliert
Arbeitsgang: a) beschliffen mit Heatlesstein
b) Gummipolierer
c) Vorpolierpaste (Filz)
d) Hochglanzpoliert mit Pariser Rot (Wollbürste)
Zeit: 2–3 min

Nr. 10 Inlor (Usine, Genève) maximale Politur
Arbeitsgang: wie bei Nr. 9, nur Zeit mind. 5 min

2.2.3 *Kunststoff*

Nr. 11 Kunststoff (Ivoclar Fluorescent Solvent Resistant Justi's Denta Pears, Clown Bridge S-B Formule)
Schmelz-Dentin-Zahnhals
Arbeitsgang: a) heiss polymerisiert
Zeit: 30 min, Temperatur: 95 °C
b) beschliffen mit Heatlesstein
c) feines Glaspapier
d) Bürste (Bimsstein)
e) Wollbürste (Schlemmkreide)

Um möglichst praxisnahe Bedingungen zu erhalten, liessen wir erstens die obgenannten Bearbeitungen durch drei verschiedene zahntechnische Laboratorien durchführen, und zweitens wurde, um eine übliche, möglichst unbeeinflusste Ausführung zu erhalten, den Laboratorien nicht mitgeteilt, zu welchem Zweck die betreffenden Arbeitsgänge durchgeführt werden mussten.

2.3 *Beschreibung der Methode*

Oberflächenrauheiten können auf verschiedene Arten geprüft werden. Die meistangewandten Methoden verwenden ihre Ergebnisse von Taststiftgeräten und Interferenzmikroskopen. Bei unseren Untersuchungen haben wir ein Taststiftgerät verwendet.

Taststiftgerät – Perthometer: Über die zu prüfende Oberfläche gleitet eine Tastnadel, die sich entsprechend dem Oberflächenprofil hebt und senkt. In der Regel werden die Vertikalbewegungen der Nadel von einem Geber in elektrische Wechselspannungen umgewandelt und diese soweit verstärkt, dass eine Schreibvorrichtung zur Registrierung des Profils anspricht. Dies ist ersichtlich in der schematischen Darstellung des Perthometers (Abb. 1).

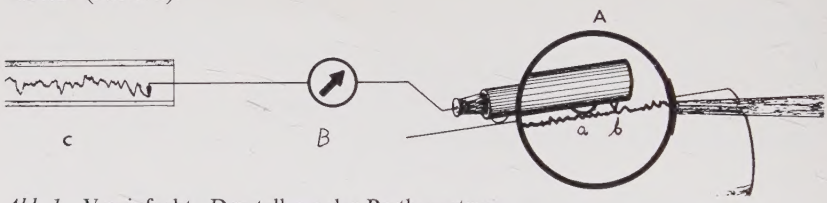


Abb. 1 Vereinfachte Darstellung des Perthometers

A Tastkopf mit a = Gleitschuh, b = Tastnadel
Der Tastkopf stützt sich während der Gleitbewegung mit einem Gleitschuh auf die zu prüfende Oberfläche. Die Nadel tastet die Oberfläche ab, und die vertikalen Nadelbewegungen werden zum elektronischen Umwandler weitergeleitet

B Elektronischer Umwandler

C Schreibvorrichtung

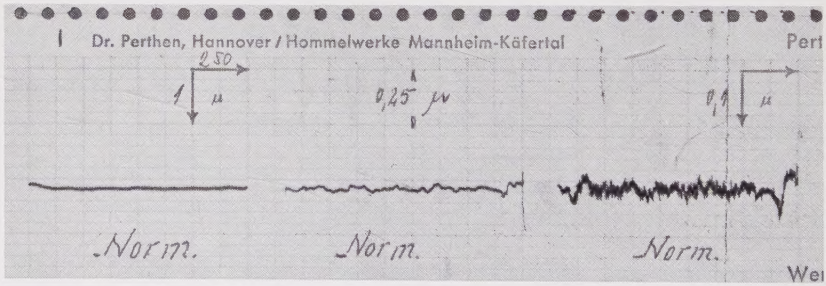


Abb. 2

In Abbildung 2 zeigen wir die Oberflächenrauheit ein und desselben Materials, gemessen mit verschiedenen Einstellungen des Perthometers. Die Masse der verschiedenen Messbereiche in $^1/_{1000}$ mm sind über den Kurven

angegeben. Die Profilkurven stellen eine ideal glatte Oberfläche dar. Solche Oberflächen können auf Hartmetallen hergestellt werden, indem diese zuerst möglichst fein geschliffen und dann gegenseitig miteinander poliert («gelebt») werden. Im vorliegenden Falle handelt es sich um die Legierung «Vidia». Derart glatte Oberflächen werden als Endmassoberflächen bezeichnet und dienen als Eichung bzw. als Testobjekte.

Durch verschiedene Einstellungen der Apparatur lässt sich der Messbereich ändern. Abbildung 2a entspricht 1 μ = 1 cm (senkrechter Pfeil), während in Gleitrichtung der Nadel (waagrechter Pfeil) 1 cm bei allen Untersuchungen konstant 250 μ beträgt. Abbildung 2b gibt einen Messbereich wieder, bei dem 1 cm 0,25 μ (senkrechter Pfeil) beträgt, während bei Abbildung 2c 1 cm 0,1 μ ist. Die entsprechenden Kurven zeigen sehr deutlich, wie mit Verfeinerung des Messbereiches schliesslich Rauheiten von 0,25–0,01 μ erfassbar sind.

Aus Abbildung 2 geht deutlich hervor, dass die Darstellung desselben Messabschnittes durch verschiedene Einstellung der Apparatur merklich verändert wird. Um aber gute Vergleichsmöglichkeiten der verschiedenen Oberflächen zu erhalten, wurde die Apparatur für alle folgenden Messungen gleich eingestellt. Nach unseren zahlreichen Versuchen haben wir mit folgender Einstellung der Apparatur die beste Möglichkeit zum Vergleich der einzelnen Kurven untereinander erhalten. Horizontal entspricht 1 cm der graphischen Darstellung 250 μ des Versuchskörpers und vertikal 1 cm der graphischen Darstellung 1 μ.

Alle Messungen erfolgten mit demselben Apparat, d.h. vor allem unter gleichen Bedingungen und ohne Veränderung der Apparatur. Die Versuchsobjekte wurden zudem möglichst kurz nacheinander gemessen.

Bei der Untersuchung der Oberflächenrauheit der in der zahnärztlichen Prothetik gebräuchlichen Materialien ergeben sich nun niemals derart ideale Verhältnisse, wie Abbildung 2 darstellt. Vor allem weisen sozusagen alle Materialoberflächen eine wellige Oberfläche auf. Erst innerhalb dieser Unebenheiten werden alsdann die feineren Rauheiten gewissermassen überlagert sichtbar erfasst. Wir sprechen in diesem Falle von einer Makro- und Mikrostruktur, wobei technisch keine scharfe Grenze zu ziehen ist. Abbildung 3 mag diese Verhältnisse verdeutlichen.

Die punktierte Kurve zeigt die nicht glatte, wellenförmige (unebene) Makrostruktur, während die vom Perthometer aufgenommene (ausgezogene) Linie die Mikrostruktur innerhalb der wellenförmigen Oberfläche erkennen lässt.

In den folgenden Abbildungen zeigen wir die graphischen Darstellungen

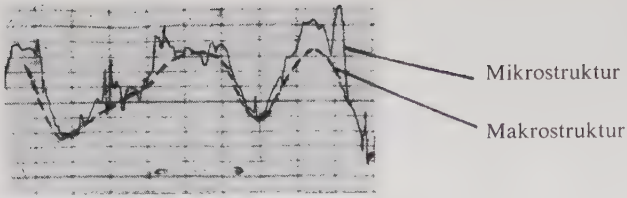


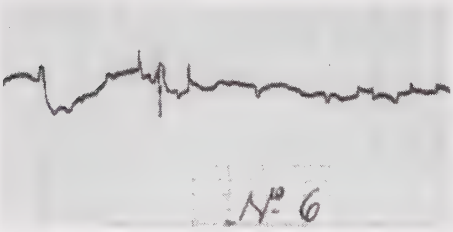
Abb. 3

der geprüften Materialoberflächen. Wir versuchten zuerst von den Originalbrücken die Oberfläche der Zwischenglieder zu prüfen; doch der Apparat zeichnete keine Kurven (Auswertungen) auf, da die natürliche Gestaltung der Zwischenglieder, auch an den scheinbar planen Stellen, derart grosse Rundungen oder Bauchungen aufwies, dass die äusserst fein eingestellte Tasterspitze, durch den Gleitschuh behindert, die feineren Wellen ebenso wie die Mikrostruktur nicht mehr erfassen konnte. Wir mussten uns deshalb entschliessen, besondere Versuchskörper anfertigen zu lassen, die eine Messung ermöglichten. Die Versuchskörper weisen dieselbe Oberflächenbeschaffenheit auf wie diejenigen Laboratoriumsarbeiten (Brücken), welche vom Zahntechniker hergestellt werden. Aus den 84 Messungen wurden die nachfolgenden 11 charakteristischen Kurven ausgewählt.

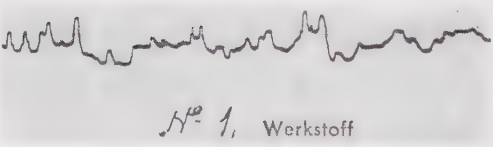
2.4 *Resultate*

Die Resultate lassen sich in 4 Gruppen einteilen:

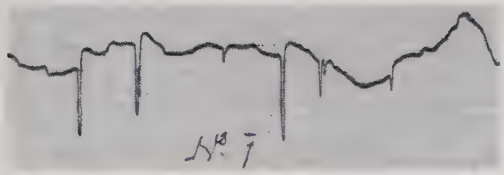
Gruppe 1 = Poliertes Porzellan



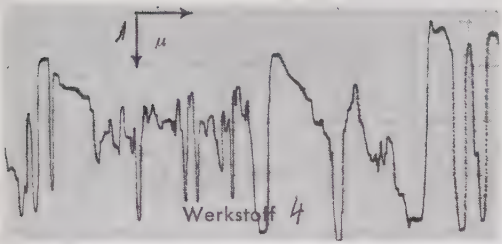
Nr. 6
Porzellan VMK poliert



Nr. 1
Porzellan vakuumgebrannt, poliert



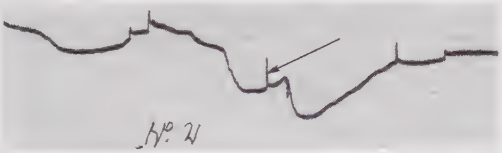
Nr. 7
Porzellan-Jacketkronen-Material poliert



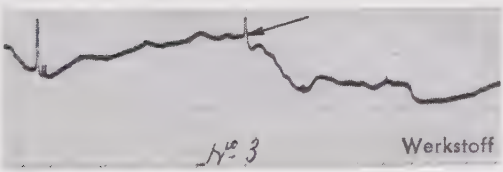
Nr. 4
Porzellan nicht vakuumgebrannt, poliert

Nrn. 1, 4, 6, 7 gehören zum gleichen Typus. Von diesen Arten hat Nr. 6 die kleinsten Rauheiten, dann folgen Nrn. 1, 7, 4, die mehr Rauheiten aufweisen. Nrn. 6 und 1 haben weite Täler, dagegen Nrn. 4 und 7 tiefe, enge Täler (Schluchten). Nr. 4 hat grössere Rauhtiefen als Nr. 7; es ist offensichtlich das rauheste Material; aber auch Nr. 7 hat sehr tiefe, enge Schluchten und ist nur trügerisch gut.

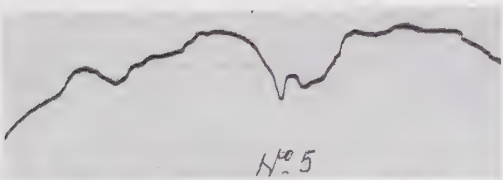
Gruppe 2 = Glasiertes Porzellan



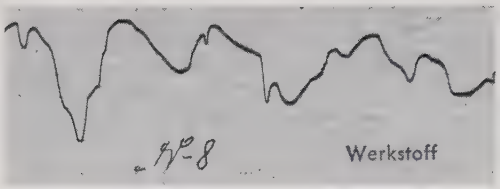
Nr. 2
Porzellan vakkumgebrannt, glasiert



Nr. 3
Porzellan nicht vakuumgebrannt, glasiert



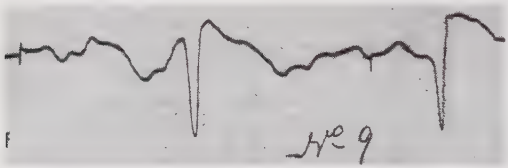
Nr. 5
Porzellan VMK glasiert



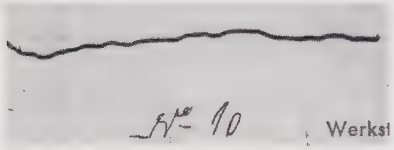
Nr. 8
Porzellan-Jacketkronen-Material glasiert

Nrn. 2, 3, 5, 8 verhalten sich ähnlich, d.h., die Makrostruktur ist wellig dagegen die Mikrostruktur sehr glatt und fein. Nrn. 2 und 3 zeigen gut sichtbare Glasurfehler auf (siehe Pfeil).

Gruppe 3 = Gold



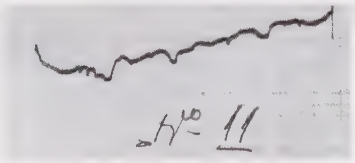
Nr. 9
Gold normal poliert



Nr. 10
Gold maximale Politur

Nrn. 9 und 10 zeigen sehr grosse Differenzen. Nr. 9 hat starke Makro- und Mikrostruktur, sehr tiefe Schluchten, d.h. ist sehr zerkratzt. Nr. 10 hat die beste Oberflächengüte bezüglich der Rauheit und weist absolut keine Störungen auf. Allerdings muss darauf hingewiesen werden, dass derart hochglanzpolierte Oberflächen in der Praxis leider kaum anzutreffen sind. Ausserdem scheinen solch glatte Oberflächen im Gebrauch beim Kauakt, infolge der relativ geringen Härte der Goldlegierung, bald ihre glatte Oberfläche wieder einzubüssen.

Gruppe 4 = Kunststoff



Nr. 11
Kunststoff

Nr. 11 weist eine relativ gute Makrostruktur auf, doch die Mikrostruktur ist ähnlich wie bei Gruppe 1 (mechanische Politur); gemäss der Rauheit würde sie zwischen Nr. 6 und Nr. 1 einzureihen sein.

Aus obigen Auswertungen ergeben sich folgende Resultate:

- Gold mit bestmöglicher Politur und alle glasierten Porzellane weisen die glatteste Oberfläche auf.
- Vakuumgebrannte Porzellane poliert und Kunststoff poliert ergeben eine ziemlich rauhe Oberfläche, wobei die Mikrostrukturen deutlich sichtbar werden.
- Porzellane nicht vakuumgebrannt, poliert, zeigen die schlechteste und rauheste Oberfläche.

2.5 *Diskussion*

Wir stellen fest, dass eine bestmögliche Politur des Goldes und eine glasierte Porzellanoberfläche nicht mehr bearbeitet, d.h. nicht mehr beschliffen und aufpoliert werden dürfen, denn dadurch wird die Oberfläche sehr stark verändert, wie aus den Untersuchungen der Gruppe 1 (Nrn. 6, 1, 7, 4) und der Gruppe 3 (Nr. 9) deutlich hervorgeht.

Kunststoff zeigt nach der angegebenen Poliermethode eine relativ glatte Oberfläche, doch dürfen wir nicht vergessen, wie z.B. *Dubs* angibt, dass selbst richtig polymerisierter Kunststoff durch Quellungserscheinungen derart verändert wird, dass sie das Anhaften von abgestossenen Epithelien und feinsten Speisepartikelchen ermöglicht. Die technischen Untersuchungen bestätigen die klinischen Feststellungen von *Egli*, *Fehr*, *Herrmann*, *Jung*, *Rank*, *Reichenbach* u.a.

Wir können uns jedoch nicht der Meinung von *Münch* anschliessen, der behauptet, dass sich beschliffene Stellen der vakuumgebrannten Porzellane wegen der absoluten Porenfreiheit ihres verdichteten Gefüges mit praxisüblichen Poliermitteln auf Hochglanz bringen lassen. Ferner behaupten *Nally* u.a., dass vakuumgebranntes Porzellan keine Glasur benötige, sondern einfache Politur genügend sei. Obige Feststellungen aus unseren Untersuchungen scheinen diese Behauptungen zu widerlegen. Somit führen die Laboratoriumsuntersuchungen frisch bearbeiteter Werkstoffoberflächen zum Schluss, dass vakuumgebranntes Porzellan poliert sowie normalpoliertes Gold und selbstverständlich nicht vakuumgebranntes Porzellan poliert ungenügend sind, da sie rauhe Oberfläche zeigen und die Wahrscheinlichkeit von Plaquesbildung bedeutend grösser ist als bei einem glasierten Porzellan oder einem bestmöglich polierten Gold, welche eine gute Oberflächenglätte haben.

In der *Schlussbetrachtung* darf nicht übersehen werden, dass es sich bei unseren Untersuchungen um frisch bearbeitete Werkstoffoberflächen handelt. Dies gilt besonders im Hinblick auf die gebräuchlichen Kunststoffe wie auch auf die extrem aufpolierten Goldflächen. Obschon wir bei Kunststoffen einen relativ günstigen Oberflächentypus ermittelten, so widersprechen dem die Resultate der intraoralen Werkstoffprüfung ebenso wie die allgemeine klinische Erfahrung. Man bedenke die immer wieder beobachtete und erwähnte Plaquesbildung, ja sogar die Bildung von hartem schwarzem Zahnstein bei Kunststoffen, genau so wie bei rauhem, nicht glasiertem Porzellan an denjenigen Flächen, die der Gingiva in irgendeiner ausgedehnteren Form anliegen. Auch an Goldoberflächen findet sich nach klinischer Erfahrung stets eine mehr oder weniger zäh anhaftende Plaque. Diese Tatsache scheint nach unserer Ansicht darauf zu beruhen, dass die zu Anfang hinlänglich glatte Oberfläche besonders bei Kunststoffen, wie schon früher erwähnt *(Dubs/Spreng)*, im Milieu der Mundhöhle eine ganz wesentliche Veränderung erfährt, während anderseits noch so peinlich aufpolierte Edelmetallflächen möglicherweise mechanisch zerkratzt werden. Einzig von Porzellan, das entweder von Anfang an auf Hochglanz gebrannt oder nachträglich mit einer Glasurmasse überbrannt wurde, ist anzunehmen, dass die Mikrostruktur seiner Oberfläche sich praktisch kaum mehr ändert.

Zur Klärung dieser zum Teil noch offenen Frage müssten die in Betracht gezogenen Werkstoffe für längere Zeit im Munde untergebracht werden und ihre Oberflächenbeschaffenheit sowohl vor als auch nachher mit denselben hier angeführten Methoden dargestellt werden. Diesbezügliche Untersuchungen durch die Autoren sind seit einiger Zeit im Gange und dürfen in absehbarer Zeit abgeschlossen werden.

Zusammenfassung

Weiche und harte Beläge auf körperfremden Materialien, die zu prothetischen Zwecken vielfach dauernd im Munde untergebracht werden, spielen in bezug auf Reizerscheinungen der anliegenden Schleimhaut eine wesentliche Rolle. Die Entstehung solcher Beläge scheint nach klinischen Erfahrungen in direktem Zusammenhang mit der Oberflächenbeschaffenheit («Rauheit» oder Glätte) der betreffenden Materialien zu stehen. Zur Untersuchung dieser Oberflächengestaltung und deren graphischer Darstellung wurde ein elektronisches Tastinstrument (Perthometer), das bei entsprechender Einstellung Rauheiten unter $^1/_{10}\,\mu$ erfassen kann, benützt. Untersucht werden solche Materialien, die bei festsitzenden Brückenprothesen in dauerndem direktem Kontakt mit der Schleimhaut stehen; dies sind vor allem Gold, Kunststoff und Porzellane. Dabei wurde für Porzellane die verschiedene Herstellungstechnik (Vakuumbrand, atmosphä-

rischer Brand und Aufbrennkeramik) berücksichtigt und gleichzeitig für alle zu untersuchenden Stoffe die Oberflächenbearbeitung variiert.
Die erhaltenen Resultate lassen sich in 4 Gruppen aufteilen, die sich durch ihren Typus der Mikrostruktur unterscheiden (z.B. tiefe Schluchten oder wellige Buchten). Die für die Retention von Mikroorganismen und damit für Belagbildung günstigste Struktur weisen alle geschliffenen und nachträglich polierten Porzellane auf, ebenso normal poliertes Gold (tiefe enge Schluchten). Ungünstig für die Retention von Mikroorganismen (welliger Buchten-Typus) sind alle glasierten oder auf Hochglanz *gebrannten* Porzellane, ebenso sehr gut polierter, richtig verarbeiteter Kunststoff und eine bestmöglich polierte Goldlegierung.
Die gezeigte Mikrostruktur der Oberfläche der beiden letztgenannten Stoffe dürfte allerdings beim Verweilen in der Mundhöhle infolge der geringeren Härte und der im Falle der Kunststoffe hinzutretenden nicht vollen chemischen Beständigkeit nur von kurzer Dauer sein. Untersuchungen in dieser Hinsicht sind im Gange.

Résumé

Les dépôts mous et durs sur des matériaux étrangers insérés dans la bouche à des fins prothétiques jouent un rôle irritant important sur les muqueuses adjacentes. La formation de ces dépôts est en relation directe avec le caractère, rugueux ou lisse, des surfaces sur lesquelles ils s'insèrent. Pour examiner ces surfaces, les auteurs ont utilisé un perthomètre permettant d'apprécier des rugosités d'une dimension inférieure à $^1/_{10}$ μ. Les matériaux examinés étaient l'or, la porcelaine et les résines synthétiques. Pour la porcelaine, on a examiné des échantillons réalisés avec diverses techniques (cuisson sous vide, ou à l'air, ou sur or). D'autre part, pour chacun de ces produits, on a fait varier le caractère de la surface.
Les résultats enregistrés peuvent être divisés en 4 groupes, se différenciant par le caractère de la microstructure superficielle. Les surfaces retenant le plus aisément les microorganismes et les dépôts étaient la porcelaine meulée, puis polie, ainsi que l'or normalement poli. Peu favorables à la rétention se sont révélés être la porcelaine glacée au four, les résines correctement préparées et finement polies, ainsi que les alliages d'or ayant subi un polissage très poussé. Toutefois, en ce qui concerne les deux dernières substances, étant appelées à subir des modifications progressives dans le milieu buccal (actions mécanique pour les alliages relativement mous et chimique pour les résines), elles présentent après un certain temps une modification de leur structure superficielle. Des observations relatives à ces altérations sont actuellement en cours. A.-J. Held

Summary

Soft and hard deposits upon dental materials used prosthetically in contact with the mucous tissue of the mouth play an important role as irritants of mucous tissues. The genesis of such deposits seems to be in direct relationship with the surface texture of such materials. Surfaces were tested with an electronic device used to detect roughnesses of below $^1/_{10}$ μ. Such materials are gold, plastics, and porcelains.
The results are the following: Materials can be typed into 4 groups which are differentiated by the microstructure of their surface. Materials favouring retention of bacteria and of plaques are all those which are ground and repolished, including normally polished gold. Unfavourable to this retention are all fired porcelain surfaces, glazed and fired surfaces, properly processed plastic which has been well polished and gold with a superpolish. However, experience shows that plastics are chemically unstable and may eventually form surface plaques, while gold is not as hard a surface as porcelain and may be subject to deposits too, after a certain time. RHB

Literatur

1. *Dimitrov, A.:* A hidtest alatti inygyullá das Klinikai és pathologiai jelentosege. Fogorv.Szle *53,* 10, 289; 1960. – 2. *Dolder, E.:* Intravitale Werkstoffprüfung in der Zahnheilkunde. Schweiz.med.Wschr., 302; 1941. – 3. *Dolder, E.:* Die Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Bd. V: Zahnärztliche Werkstoffe. Urban & Schwarzenberg, München/Berlin 1955. – 4. *Dubs, B.:* Über die mikroskopische Struktur von Paladon und Palapont. Schweiz.med.Z., 752; 1943. – 5. *Egli, A.:* Das Verhalten der Mundschleimhaut gegenüber Porzellan und Palapont bei Dauerberührung. Schweiz.med.Z., 8; 1946. – 6. *Egli, A.:* Das Verhalten des lebenden Gewebes gegenüber Palapont und Porzellan. Schweiz.med.Z., 1225; 1943. – 7. *Gade, E.:* Hygienic problems of fixed restorations. Int.dent.J., 2, 318; 1963. – 8. *Gülzow, H.J.:* Schwarze und grüne Zahnbeläge. Dtsch. zahnärztl.Z. *20,* 267; 1965. – 9. *Guth, A.:* Veränderungen der Schleimhaut unter Brückenkörpern festsitzender Brücken mit besonderer Berücksichtigung des glasierten Porzellans. Schweiz.med.Z., 5; 1936. – 10. *Herrmann, H.W.:* Die Gewebsreaktion unter Brückenkörpern. Dtsch.zahnärztl.Z. *14,* 581; 1959. – 11. *Immenkamp, A.:* Ein Beitrag zur Klärung einiger Streitfragen in der keramischen Prothetik auf Grund histologischer Untersuchung. Vjschr.Zahnheilk., 492; 1932. – 12. *Künzli, A.:* Das Messen und Prüfen der Rauheit an technischen Oberflächen. Schweiz.Arch.angew.Wissensch.Techn. *30;* 6.1964. – 13. *Lakermance, J./Dubruille, J./Landenbach, P.:* Rapports muqueux des travées de bridge. Indications des differents types. Rev.Stomatol.(Paris) *62,* 3, 115; 1961. – 14. *Lenz, H./Schröder, H.E./Mühlemann, H.R.:* Beitrag zur Mikromorphologie und Genese des Zahnsteins. Schweiz.med.Z., 132; 1964. – 15. *Münch, F.C.:* Vollendete Hygiene und Kosmetik des Brückenzwischengliedes ohne Porzellanbrand. Dtsch.zahnärztl.Z. *10,* 22, 1495; 1955. – 16. *Nally,J.-N.:* Corps intermédiaire des appareils à pont. Schweiz.med.Z., 10, 946; 1958. – 17. *Ostergreen, E.:* Vergleichende Untersuchungen über Oberflächenporosität nichtmetallischer Prothesenbasisstoffe. Ref.Z.Stomatol., 13/14; 1942. – 18. *Reichenbach, E.:* Untersuchungen zur Frage einer zweckmässigen Gestaltung des Brückenkörpers. Vjschr.Zahnheilk., 125; 1931. – 19. *Reichenbach, E.:* Prothetik, festsitzender und abnehmbarer partieller Ersatz. Lehrbuch der klinischen Zahnheilkunde, Bd. 2. Barth, Leipzig 1963. – 20. *Spreng, M.:* Mitteilungen über Auflösungserscheinungen am Kunststoff «Palapont». Schweiz.med.Z., 195; 1943. – 21. *Spreng, M.:* Mitteilungen über Auflösungserscheinungen am Kunststoff «Paladon» und «Selitrol». Schweiz.med.Z., 1213; 1943. – 22. *Spreng, M.:* Metallkunde für den Zahnarzt. – 23. *Stanley, H.R.:* The value of three-dimensional studies of periodontal lesions. Periodontal surface profiles. J.Periodontol. *33,* 3, 252; 1962. – 24. *Schubiger, R.:* Die elektrolytische Politur von Gold und zahnärztlichen Goldlegierungen. Dissertation, Zürich 1958. – 25. *Vest, G.:* Brückenverankerungsstücke und Zwischenglieder. Schweiz. med.Z., 513; 1924. – 26. *Vest, G.:* Lehrbuch der zahnärztlichen Kronen- und Brückenprothetik, Bd. I. Birkhäuser, Basel 1951. – 27. *Vest, G.:* Lehrbuch der zahnärztlichen Kronen- und Brückenprothetik, Bd. II. Birkhäuser, Basel 1960. – 28. *Weikart, P.:* Leitfaden der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Hanser, München 1950.

Druck: Grauwiller Offsetdruck, Liestal